

G1F2: 34F

G1F2: 30B2

K61F2: 36C4

K61F2: 30L2G

K61F2: 36D

12)

## DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

22) Date de dépôt : 16 mai 1986.

30) Priorité :

K61F2: 36D8C2C

K61F2: 36D8C2E

K61F2: 46B2

K61F2: 34K

43) Date de la mise à disposition du public de la  
demande : BOPI « Brevets » n° 47 du 20 novembre 1987.60) Références à d'autres documents nationaux appa-  
rentés :G0T1C  
30L2B3  
36C2  
34A  
46B5

71) Demandeur(s) : COURTOIS Serge. — FR.

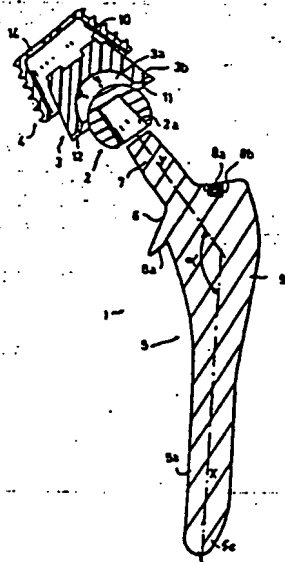
72) Inventeur(s) : Serge Courtois.

73) Titulaire(s) :

74) Mandataire(s) : Cabinet Barre-Gatti-Laforgue.

54) Prothèse de hanche.

57) L'invention concerne une prothèse de hanche du type comprenant une queue de prothèse 1 destinée à être scellée dans la cavité médullaire du fémur, un cotyle 3, 4 appelé à se fixer dans l'os iliaque et une rotule d'articulation 2 interposée entre la queue et le cotyle. Selon une caractéristique de l'invention, la queue de prothèse comprend une tige fémorale 5 possédant une partie basse diaphysaire 5a de section circulaire et une partie haute métaphysaire 5b de section ovale, se raccordant sans discontinuité à la partie basse circulaire et s'évasant en direction du pivot supérieur 7.



## PROTHESE DE HANCHE

L'invention concerne une prothèse de hanche  
5 du type comprenant une queue de prothèse destinée à être  
scellée dans la cavité médullaire du fémur, un cotyle appelé à  
se fixer dans l'os iliaque, et une rotule d'articulation  
interposée entre la queue et le cotyle.

De telles prothèses sont connues et utilisées  
10 depuis longtemps et de nombreux modèles sont à la disposition  
des praticiens. Toutefois les modèles existants présentent des  
imperfections. En particulier, après un certains temps  
d'implantation, les prothèses actuelles suscitent des  
fissurations et ruptures du fourreau de ciment qui scelle leur  
15 queue à l'intérieur de la cavité médullaire du fémur : la  
tenue de la prothèse s'en trouve affectée, jusqu'à nécessiter  
parfois une nouvelle intervention. En outre, on observe  
également, dans beaucoup de prothèses, une mauvaise tenue du  
cotyle dans l'os iliaque, provenant soit d'un blocage non  
20 immédiat du cotyle, qui demande une réhabilitation du tissu  
osseux pour devenir effectif (prothèses à cotyles de type  
"porométal"), soit de l'obligation d'effectuer un sacrifice  
osseux très important lors de l'implantation, soit encore d'un  
ancrage par une surface très limitée du cotyle. Par ailleurs,  
25 l'implantation de certaines prothèses (queue et cotyle)  
s'avère très délicate en pratique : en particulier pour la  
plupart des prothèses, il est difficile de positionner la  
queue de façon satisfaisante ou d'extraire celle-ci sans  
altérer le fourreau de ciment.

30 La présente invention vise à fournir une  
prothèse de hanche perfectionnée, qui supprime certains  
défauts des prothèses connues et combine de multiples  
avantages.

Un objectif essentiel de l'invention est en  
35 particulier d'assurer une meilleure tenue de la prothèse,  
aussi bien au niveau de sa queue fémorale que de son élément  
cotyloïdien.

Un autre objectif est de faciliter  
l'implantation de la prothèse (ou, le cas échéant, son  
40 retrait).

(Pour faciliter la compréhension et simplifier la terminologie, la prothèse sera décrite et définie ci-après en la supposant dans sa position d'implantation).

La prothèse de hanche visée par la présente invention comprend, d'une part, une queue de prothèse composée d'une tige fémorale et d'un pivot supérieur, d'autre part, une rotule creusée d'une forme femelle adaptée audit pivot supérieur, enfin, un cotyle adapté pour recevoir la rotule et destiné à se fixer dans l'os iliaque ; selon une caractéristique de la présente invention, la tige fémorale de la prothèse possède une partie basse diaphysaire de section approximativement circulaire et une partie haute métaphysaire de section approximativement ovale se raccordant sans discontinuité à la partie basse circulaire et s'évasant en direction du pivot supérieur.

En particulier, la partie basse circulaire et la partie haute ovale peuvent s'étendre chacune très approximativement sur la moitié de la hauteur de la tige fémorale. La partie basse circulaire présente un diamètre  $D$  tel qu'elle soit apte à sensiblement remplir la cavité médullaire du fémur. La partie haute de section ovale prolonge cette partie basse avec un grand diamètre (selon le plan frontal) et un petit diamètre (selon le plan antéro-postérieur) croissant tous deux depuis le diamètre  $D$  de la partie circulaire jusqu'à des limites supérieures, de l'ordre de  $2 D$  à  $2,6 D$  pour le grand diamètre, et de  $1,1 D$  à  $1,5 D$  pour le petit diamètre.

L'utilisation de la prothèse conforme à l'invention réduit notablement la quantité de ciment nécessaire au scellement par rapport à celle mise en oeuvre dans le cas des prothèses conventionnelles. De plus, une analyse des contraintes qui s'exercent montre, d'une part, que les contraintes de cisaillement sont fortement diminuées et, d'autre part, que leur répartition est très sensiblement améliorée notamment en tractions externes. On réduit ainsi les risques de fissurations ou ruptures du fourreau de ciment, et on limite à terme les déminéralisations de la région trochantérienne, en conservant à ce niveau des contraintes de

traction.

Selon une autre caractéristique de l'invention, le pivot supérieur est rattaché à la queue par une collerette comportant sur sa face supérieure un trou borgne d'axe vertical adapté pour permettre d'orienter la tige fémorale ou de l'extraire.

Ce trou comporte en particulier, d'une part, une âme centrale cylindrique taraudée dans laquelle peut être vissée un outil fileté d'extraction, d'autre part, des évidements latéraux, lui donnant une forme appropriée pour l'introduction d'un outil d'orientation de forme appropriée. Ainsi, l'extraction s'effectue aisément selon l'axe de la queue de prothèse (et non selon l'axe du pivot supérieur) ce qui évite une altération du fourreau de ciment. De plus, lors de l'implantation, le praticien peut orienter de façon précise la tige fémorale par rapport au fémur afin de choisir l'antéversion désirée.

Il est à noter que la collerette par laquelle le pivot se raccorde à l'extrémité haute de la tige fémorale, peut ou non posséder une platine débordante appelée à venir en appui sur le calcar. En l'absence de platine d'appui, la prothèse est utilisée en prothèse autobloquante.

De plus, le pivot supérieur de la queue est préférentiellement agencé de façon à former un angle de  $140^{\circ}$  (à 2 % près) par rapport à l'axe diaphysaire de la tige fémorale. Une telle disposition géométrique évite une latéralisation excessive et permet de respecter le moment d'action du moyen fessier.

Par ailleurs, selon un mode de réalisation préféré, le cotyle est composé d'une cupule interne présentant une portée sphérique et d'une pièce cotyloïdienne externe. Selon une caractéristique avantageuse de l'invention, ladite cupule et ladite pièce cotyloïdienne prévue autotaraudante présentent des surfaces tronconiques, de demi-angle au sommet égal à  $15^{\circ}$  (à 5 % près).

Cette structure du cotyle permet, lors de l'implantation, de minimiser le sacrifice osseux nécessaire, tant au niveau de l'arrière-fond de la cavité cotyloïdienne qu'au niveau de son pourtour. La cupule, de même conicité,

vient se bloquer dans la pièce externe, avec un verrouillage par des plots disposés au fond de celle-ci, qui se logent dans les orifices de la pièce externe servant à la visser.

5                    Selon une autre caractéristique de l'invention, la pièce cotyloïdienne autotaraudante porte un filetage entaillé, sur toute sa hauteur, de plusieurs entailles de façon à former des ailettes d'autotaraudage possédant un angle d'attaque de 30° (à 10 % près). De telles  
10 ailettes se combinent à la géométrie de la pièce cotyloïdienne pour assurer une excellente pénétration de cette pièce dans l'os iliaque, possible même en l'absence de taraudage préalable de l'os.

Par ailleurs, dans une variante, la pièce  
15 cotyloïdienne externe peut être adaptée pour être ancrée au moyen de ciment dans l'os iliaque et comprend à cet effet sur sa surface externe, une pluralité de picots d'ancrage.

D'autres caractéristiques, buts et avantages de l'invention ressortiront de la description qui suit en  
20 référence aux dessins annexés, lesquels en présentent, à titre d'exemples non limitatifs, un mode de réalisation préférentiel et une variante ; sur ces dessins qui font partie intégrante de la présente description :

- la figure 1 est une vue en coupe axiale  
25 d'une prothèse de hanche conforme à ce mode de réalisation (les différentes pièces formant ladite prothèse ayant été écartées les unes des autres à cette figure),

- la figure 2 est une vue externe de la queue de prothèse,

30 - la figure 3 est une vue frontale de celle-ci,

- les figures 4a, 4b, 4c, 4e et 4f sont des coupes transversales de la tige fémorale respectivement par des plans A, B, C, E et F,

35 - la figure 5 est une vue en coupe du cotyle composé de sa cupule interne et de sa pièce cotyloïdienne externe, avec un détail du filetage de cette dernière à échelle plus grande,

- la figure 6 est une vue selon la flèche V  
40 de ces pièces, avec un détail d'une ailette d'autotaraudage à

échelle plus grande,

- les figures 7, 8 et 9 représentent une variante de cotyle, respectivement en coupe selon un plan G, 5 en vue de dessous selon la flèche W et en coupe de détail H.

La prothèse complète de hanche représentée aux figures est formée de quatre pièces : une queue de prothèse 1 en titane ou alliage de titane, une rotule 2 encore désignée par "tête fémorale", en alumine (ou le cas échéant en 10 acier inoxydable), une cupule 3 en polyéthylène (notamment "R.C.H. 1000"), et une pièce cotyloïdienne autotaraudante 4, en titane ou alliage de titane.

La queue de prothèse 1 est composée d'une tige fémorale 5, surmontée d'une collerette 6 qui se prolonge 15 par un pivot 7 à cône morse, bien connu en lui-même.

L'axe Y du pivot forme un angle  $\alpha$  de  $140^\circ$  avec l'axe diaphysaire X de la tige.

En l'exemple, la collerette 6 déborde du côté interne pour former un appui 6a avec le calcar. Toutefois, 20 selon une variante, cet appui peut être supprimé.

Sur sa face supérieure, la collerette 6 comporte un trou borgne 8 d'axe vertical (parallèle à l'axe X), formé d'une âme centrale cylindrique taraudée 8a et de deux évidements latéraux tels que 8b, moins profond.

25 La tige fémorale 5 se compose de deux parties, une partie basse diaphysaire 5a de section circulaire et une partie haute métaphysaire 5b, de section ovale. Chaque partie affecte approximativement la moitié de la longueur de la tige fémorale (155 à 160 mm environ).

30 La section circulaire de la partie basse 5a possède un diamètre D adapté pour remplir la cavité médullaire du fémur. Ce diamètre peut être d'environ 15 mm.

La section ovale de la partie haute 5b est de dimensions croissantes depuis le bas vers le haut comme 35 l'illustrent les figures 4c, 4e et 4f. Elle se raccorde sans discontinuité à la section circulaire de la partie basse 5a.

En l'exemple, le petit diamètre  $D_p$  de la section ovale (selon le plan antéro-postérieur) croît de la valeur D (15 mm) à une valeur de l'ordre de  $1,3 D$  (20 mm), 40 cependant que le grand diamètre  $D_g$  (selon le plan frontal)

croit de cette même valeur D à une valeur de l'ordre de 2,3 D (35 mm).

De plus, l'extrémité inférieure 5c de la  
5 partie basse est oblique vers l'intérieur (en suivant l'axe diaphysaire de haut en bas) de façon à exercer au niveau de cette extrémité une pression dissymétrique, évitant de placer la prothèse trop en varus.

En outre, la tige fémorale comprend des  
10 stries longitudinales 9 destinées à faciliter l'échappement du ciment en excès lors de l'implantation.

La queue de prothèse ci-dessus décrite est de préférence forgée en titane de façon à augmenter sa résistance et son élasticité par un alignement des fibres. On obtient  
15 ainsi une élasticité plus proche de celle de l'os cortical, associée à de remarquables qualités de résistance.

La forme de cette queue facilite son positionnement correct dans la cavité médullaire lors de l'implantation. Le praticien a la faculté d'introduire dans le  
20 trou 8 un outil à ergots pour ajuster de façon précise l'orientation de la queue selon l'antéversion désirée. De plus, cette forme de queue réduit considérablement les épaisseurs de ciment mises en place, améliorent la répartition des contraintes et réduit fortement les contraintes de  
25 cisaillement. Les risques de fissurations ou de ruptures du ciment, qui existent avec les prothèses connues (notamment au niveau de la région trochantérienne et du bord interne du fémur) sont très réduits.

Le cas échéant, la queue de prothèse peut  
30 être retirée en vissant un outil dans l'âme taraudée du trou 8 et en exerçant sur celui-ci une traction parallèle à l'axe diaphysaire X.

Par ailleurs, la rotule 2, en elle-même classique, est creusée d'une forme femelle tronconique 2a,  
35 conjuguée de celle du pivot 7 de la queue. Cette rotule, de préférence en alumine, forme avec la cupule 3 en polyéthylène un couple de rotation très favorable.

Ladite cupule 3 est pourvue d'une portée sphérique 3a conjuguée de la rotule 2 et est bloquée dans la  
40 pièce cotyloïdienne 4 après mise en place de cette dernière

dans l'os iliaque. Elle possède une surface externe tronconique 3b de même demi-angle au sommet  $\beta$  que celui de la pièce cotyloïdienne ( $15^\circ$ ). Son fond est doté de deux plots 5 externes tels que 10 en vue de son blocage en rotation dans ladite pièce. En outre, un chanfrein 11 à  $30^\circ$  est ménagé sur le bord de cette cupule afin d'éviter un effet de cône avec le pivot de la queue de prothèse. Ce bord affleure celui de la pièce cotyloïdienne sans débordement. Deux petites rainures 10 telles que 12 permettent de positionner angulairement la cupule dans la pièce cotyloïdienne lors de sa mise en place.

La pièce cotyloïdienne autotaraudante 4 est destinée à se bloquer par vissage dans le cotyle de l'os iliaque en l'absence de ciment.

15 Cette pièce 4, en l'exemple en titane, présente une forme tronconique de demi-angle au sommet  $\beta$  de  $15^\circ$ , aussi bien pour sa surface externe que pour sa surface interne recevant la cupule. Sur le fond de cette pièce 4, sont ménagés deux trous tels que 14, qui permettent de visser la 20 pièce dans l'os avec un outil approprié ; les plots 10 de la cupule viennent ensuite s'insérer dans ces trous.

Sur sa surface externe, la pièce 4 porte un filetage 13 dont les filets sont d'axe Z perpendiculaire à la surface tronconique, c'est-à-dire incliné d'un angle  $\gamma$  de  $75^\circ$  25 (à 5 % près) par rapport à l'axe T de ladite surface tronconique.

Ce filetage possède un pas -p- d'environ 5 mm (à 10 % près), la section transversale des filets présentant un angle au sommet -s- de  $60^\circ$  (à 10 % près). La hauteur -h- du 30 filetage est d'environ 3 mm (à 10 % près).

En outre, le filetage 13 est entaillé sur toute sa hauteur de plusieurs entailles, en l'exemple au nombre de cinq réparties sur le pourtour, de façon à former des ailettes d'autotaraudage 13a possédant un angle 35 d'attaque -q- d'environ  $30^\circ$  (à 10 % près).

Le vissage de la pièce 4 ci-dessus décrite dans le cotyle de l'os iliaque assure un blocage immédiat de celle-ci, en l'absence de ciment. Un taraudage préalable peut, le cas échéant, être réalisé dans le cotyle avec des fraises 40 appropriées.

La géométrie de cette pièce 4 et de son filetage 13 préserve au mieux le tissu osseux (sacrifice osseux peu important au niveau de l'arrière-fond du cotyle en raison de la conicité ; sacrifice osseux minime sur le pourtour cotyloïdien en raison de l'angle de conicité) et assure une fixation d'excellente tenue (serrage progressif dans l'os).

De plus, l'agencement géométrique des ailettes permet une bonne pénétration avec un effort réduit par rapport à celui nécessaire dans le cas de prothèses classiques.

Il est à noter que la géométrie du filetage (angle, pas) lui confère une bonne résistance et ménage entre les filets un espace à large base qui est rempli par un pont osseux large, résistant et bien vascularisé. On écarte ainsi les risques de nécrose à ce niveau, ce qui garantit une tenue satisfaisante dans le temps.

Par ailleurs, les figures 7, 8 et 9 représentent une variante de cotyle, destiné à coopérer avec une queue et une rotule telles que précédemment décrites.

Ce cotyle est composé de deux pièces amovibles : une cupule interne 15 en polyéthylène et une pièce cotyloïdienne à cimenter 16 en titane.

Comme précédemment, la cupule 15 possède une portée interne sphérique de forme conjuguée de celle de la rotule 2. De plus, elle possède, sur son bord circulaire, des ergots 17 en l'exemple au nombre de trois, en vue d'assurer son verrouillage dans la pièce cotyloïdienne.

En l'exemple, la cupule 15 s'insère dans la pièce cotyloïdienne 16 par des surfaces à pans coupés, assurant une bonne immobilisation de celle-ci.

La pièce cotyloïdienne comporte sur sa surface externe hémisphérique, des picots d'ancrage tels que 18, qui sont répartis sur cette surface. En l'exemple, douze picots sont répartis en trois rangs comme l'illustre la figure 8. Chaque picot présente la forme d'un petit plot cylindrique de 3 mm de hauteur. Ces picots noyés dans le ciment assurent un excellent ancrage de la pièce et garantissent une épaisseur de ciment au moins égale à 3 mm.

En outre, la pièce cotylofémorale 16 est dotée d'une collerette périphérique 19 de façon à réaliser le scellement sous pression. Cette collerette est entaillée de 5 trois échancrures telles que 19a dans lesquelles s'insèrent les ergots 17 de la cupule 15 en vue d'assurer le verrouillage de celle-ci.

De plus, la collerette 19 est entaillée de trois échancrures plus étroites telles que 19b qui servent de 10 cheminées d'échappement au ciment lors de la mise en place de la pièce.

## REVENDICATIONS

1/ - Prothèse de hanche comprenant, d'une part, une queue de prothèse (1) composée d'une tige 5 fémorale (5) et d'un pivot supérieur (7), d'autre part, une rotule (2) creusée d'une forme femelle (2a) adaptée audit pivot supérieur, enfin, un cotyle (3, 4 ; 15, 16) adapté pour recevoir la rotule et destiné à se fixer dans l'os iliaque, ladite prothèse étant caractérisée en ce que sa tige fémorale 10 (5) possède une partie basse diaphysaire (5a) de section approximativement circulaire et une partie haute métaphysaire (5b) de section approximativement ovale se raccordant sans discontinuité à la partie basse circulaire et s'évasant en direction du pivot supérieur.

15 2/ - Prothèse de hanche selon la revendication 1, caractérisée en ce que la partie basse circulaire (5a) et la partie haute ovale (5b) s'étendent chacune très approximativement sur la moitié de la hauteur de la tige fémorale (5).

20 3/ - Prothèse de hanche selon l'une des revendications 1 ou 2, caractérisée en ce que, dans sa partie haute ovale (5b) la tige fémorale (5) présente :

- selon le plan frontal, un grand diamètre  $D_g$  croissant depuis le diamètre  $D$  de la partie basse 25 circulaire (5a) jusqu'à une limite supérieure approximativement comprise entre  $2,0 D$  et  $2,6 D$ ,

- selon le plan antéro-postérieur, un petit diamètre  $D_p$  croissant depuis le diamètre  $D$  de la partie basse circulaire (5a) jusqu'à une limite supérieure 30 approximativement comprise entre  $1,1 D$  et  $1,5 D$ .

4/ - Prothèse de hanche selon l'une des revendications 1, 2 ou 3, caractérisée en ce que la partie basse circulaire (5a) de la tige fémorale présente un diamètre  $D$  tel que ladite partie soit apte à sensiblement 35 remplir la cavité médullaire du fémur.

5/ - Prothèse de hanche selon l'une des revendications 1, 2, 3 ou 4, dans laquelle la tige fémorale (5) comprend des stries longitudinales (9) d'échappement du ciment lors de l'implantation.

6/ - Prothèse de hanche selon l'une des revendications 1, 2, 3, 4 ou 5, caractérisée en ce que la partie basse circulaire (5a) se termine par une extrémité inférieure (5c) oblique vers l'intérieur (en suivant l'axe diaphysaire de haut en bas).

7/ - Prothèse de hanche selon l'une des revendications 1, 2, 3, 4, 5 ou 6, caractérisée en ce que le pivot supérieur (7) est rattaché à la queue par une collerette (6) comportant sur sa face supérieure un trou borgne d'axe vertical (8) adapté pour permettre d'orienter la tige fémorale ou de l'extraire.

8/ - Prothèse de hanche selon la revendication 7, caractérisée en ce que le trou borgne (8) est formé d'une âme centrale cylindrique taraudée (8a) en vue du vissage d'un outil fileté d'extraction, et d'évidements latéraux (8b) en vue de l'introduction d'un outil d'orientation à ergots.

9/ - Prothèse de hanche selon l'une des revendications 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7 ou 8, caractérisée en ce que le pivot supérieur (7) est agencé de façon que son axe (Y) forme à 2 % près, un angle ( $\alpha$ ) de  $140^\circ$  par rapport à l'axe diaphysaire (X) de la tige.

10/ - Prothèse de hanche selon l'une des revendications précédentes, dans laquelle le cotyle est composé d'une cupule interne (3) présentant une portée sphérique (3a) et d'une pièce cotyloïdienne externe autotaraudante (4), caractérisée en ce que ladite cupule (3) et ladite pièce cotyloïdienne externe (4) présentent des surfaces tronconiques, de demi-angle au sommet ( $\beta$ ) égal à  $15^\circ$  (à 5 % près).

11/ - Prothèse de hanche selon la revendication 10, caractérisée en ce que la pièce cotyloïdienne externe (4) porte un filetage (13), ayant des filets d'axe (Z) perpendiculaire à la surface tronconique, c'est-à-dire incliné d'un angle ( $\gamma$ ) de  $75^\circ$  (à 5 % près) par rapport à l'axe (T) de ladite surface tronconique.

12/ - Prothèse de hanche selon la revendication 11, dans laquelle le filetage (13) de la pièce cotyloïdienne externe est entaillé, sur toute sa hauteur de

plusieurs entailles de façon à former des ailettes d'autotaraudage (13a), caractérisée en ce que lesdites ailettes possèdent un angle d'attaque (q) de 30° (à 10 % près).

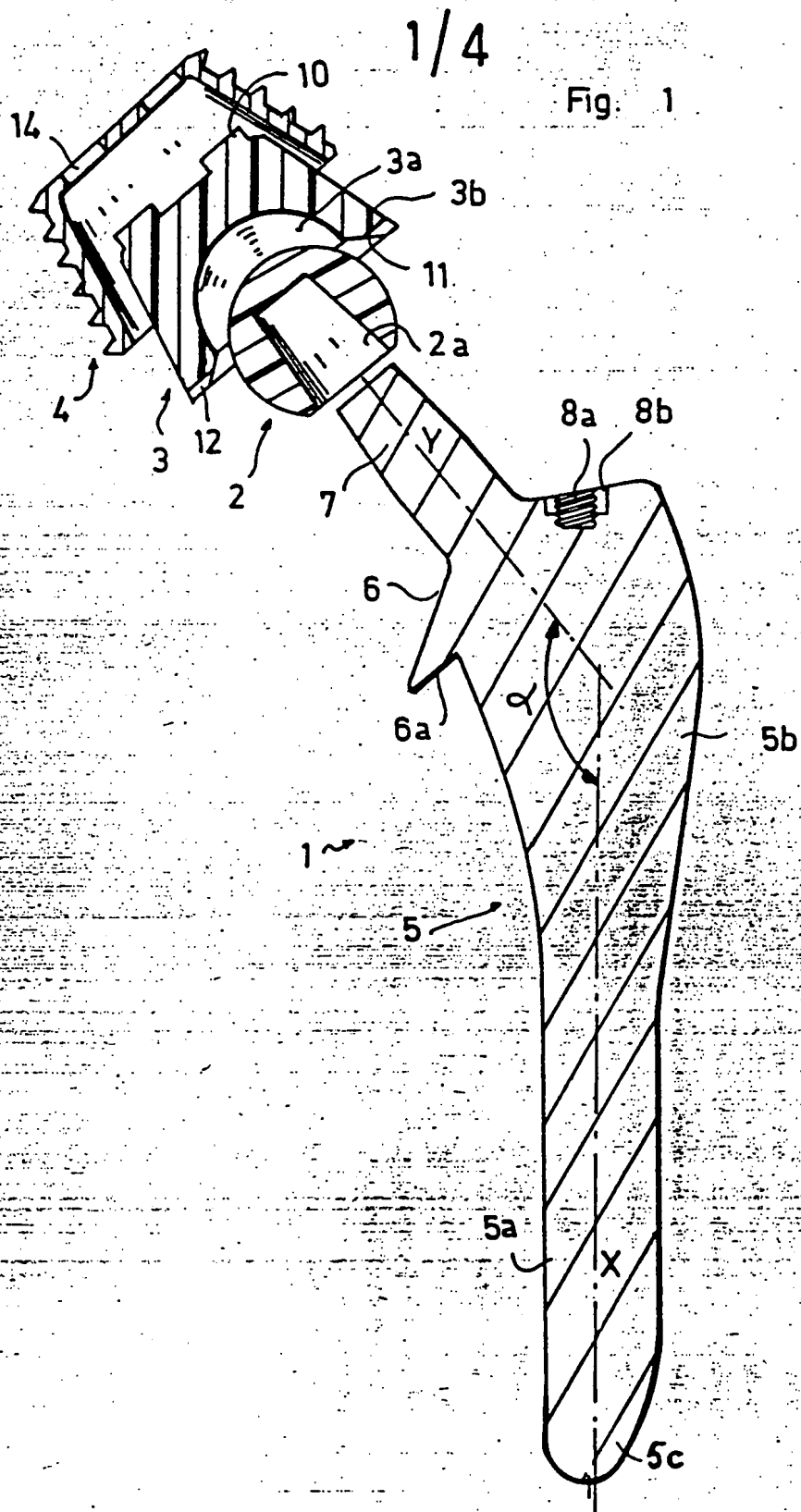
13/ - Prothèse de hanche selon la revendication 12, caractérisée en ce que le filetage (13) et les ailettes (13a) formées par les entailles de celui-ci possèdent une hauteur de 3 mm (à 10 % près).

10 14 / - Prothèse de hanche selon l'une des revendications 10, 11, 12 ou 13, caractérisée en ce que le pas (p) du filetage (13) est de 5 mm (à 10 % près), la section transversale des filets présentant un angle au sommet (s) de 60° (à 10 % près).

15 15/ - Prothèse de hanche selon l'une des revendications 10, 11, 12, 13 ou 14, dans laquelle la queue (1) de prothèse et la pièce cotyloïdienne externe (4) sont réalisées en titane ou alliage de titane, la cupule (3) étant en polyéthylène et la rotule (2) en acier inoxydable ou  
20 alumine.

16/ - Prothèse de hanche selon l'une des revendications 1 à 9, dans laquelle le cotyle est composé d'une cupule interne (15) présentant une portée sphérique et d'une pièce cotyloïdienne externe à cimenter (16), pourvue  
25 extérieurement d'une pluralité de picots d'ancrage (18).

17/ - Prothèse de hanche selon la revendication 16, caractérisée en ce que la pièce cotyloïdienne externe (16) est dotée d'une collerette périphérique (19) entaillée, d'une part, d'échancrures  
30 d'échappement du ciment (19b), d'autre part, d'échancrures (19a) de verrouillage de la cupule laquelle est pourvue d'ergots (17) aptes à s'insérer dans lesdites échancrures de verrouillage.



4/4

Fig. 7

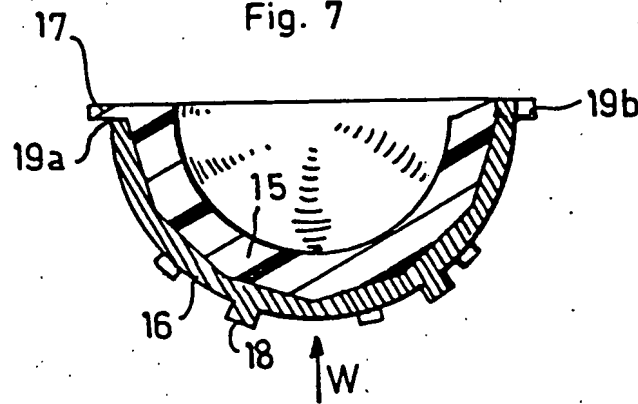


Fig. 8

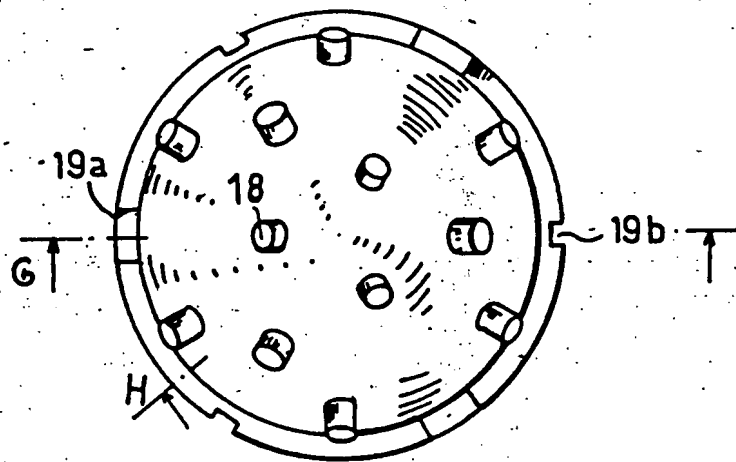
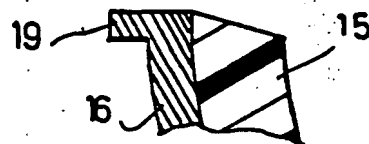


Fig. 9



2/4

Fig. 2



Fig. 3

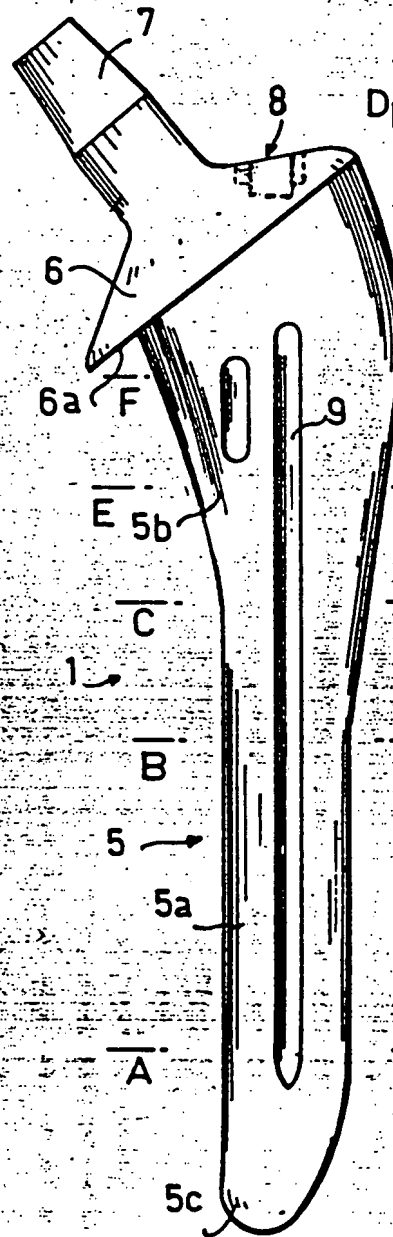


Fig. 4f

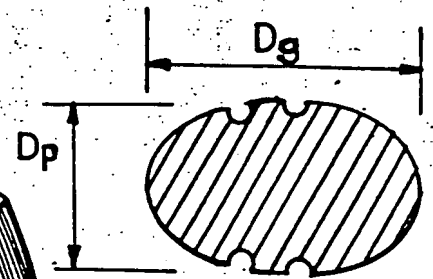


Fig. 4e

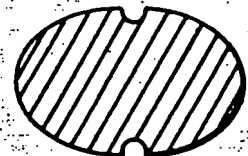


Fig. 4c

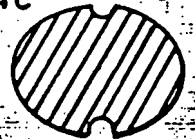


Fig. 4b

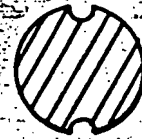
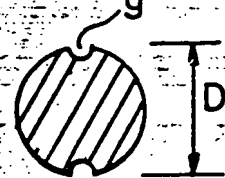


Fig. 4a



3/4

Fig. 5

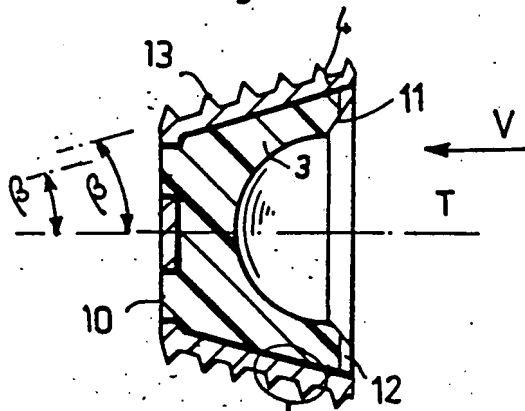


Fig. 6

